

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2001-204712  
(P2001-204712A)

(43)公開日 平成13年7月31日(2001.7.31)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A 6 1 B 5/055  
G 0 1 R 33/54  
33/48

### 識別記号

F I  
A 6 1 B 5/05

### テーマコード\*(参考)

審査請求 未請求 請求項の数22 OL 外國語出願 (全 35 頁)

(21)出願番号 特願2000-378250(P2000-378250)  
(22)出願日 平成12年12月13日(2000.12.13)  
(31)優先権主張番号 09/460686  
(32)優先日 平成11年12月14日(1999.12.14)  
(33)優先権主張国 米国(US)

(71)出願人 390041542  
ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
GENERAL ELECTRIC CO  
MPANY  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
クタディ、リバーロード、1番  
(72)発明者 イーピン・ピー・ドウ  
アメリカ合衆国、メリーランド州、タウン  
ソン、エーピーティー・シー5、ステイ  
ブンソン・レーン、332番  
(74)代理人 100093908  
弁理士 松本 研一

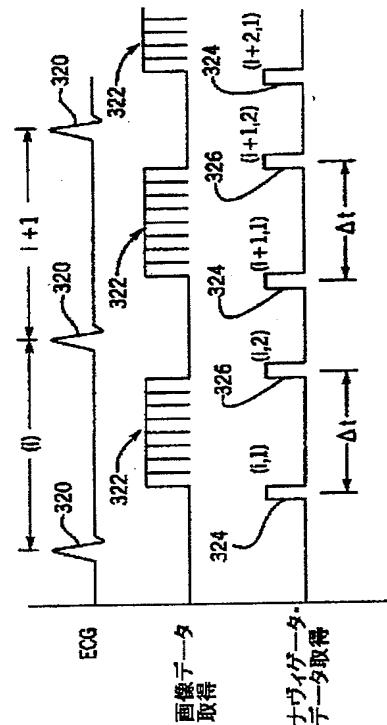
最終頁に統ぐ

(54) 【発明の名称】 ナヴィゲータ磁気共鳴撮像エコー信号を用いた呼吸変位及び速度の測定法

(57) 【要約】

【課題】 患者の運動の存在下で取得したNMR画像データを補正する。

【解決手段】 心搏ゲート式MRI走査（322）中にナビゲータ信号を取得（324、326）して、呼吸運動の位置成分及び速度成分を測定する。取得された心臓画像ビューは、呼吸運動の位置成分及び速度成分の測定に基づいて破棄され及び／又は補正されて、モーション・アーティファクトを減少させる。一実施例では、ナビゲータ・パルス・シーケンスは速度エンコード勾配を含んでおり、第二の実施例では速度は連続したナビゲータ・パルス・シーケンス同士の間での横隔膜位置の変化を測定することにより決定される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 磁気共鳴イメージング・システムを用いて被検体の磁気共鳴画像を形成する方法であって、

(a) 前記磁気共鳴イメージング・システムを用いて、対応する一連の核磁気共鳴信号を取得する一連の撮像用パルス・シーケンスを実行する工程と、

(b) 前記磁気共鳴イメージング・システムを用いて、前記撮像用パルス・シーケンスにインタリーブされており、被検体の位置及び被検体の速度の指標となる核磁気共鳴ナヴィゲータ信号を発生する一連のナヴィゲータ・パルス・シーケンスを実行する工程と、

(c) 前記ナヴィゲータ信号内の前記被検体の位置及び被検体の速度の情報を用いて、前記工程(a)の実行中の被検体の運動により生ずる画像アーティファクトを減少させるように前記一連の核磁気共鳴信号を変更する工程と、

(d) 該変更された一連の核磁気共鳴信号から磁気共鳴画像を再構成する工程と、を含む方法。

【請求項2】 前記ナヴィゲータ・パルス・シーケンスは、前記磁気共鳴イメージング・システムにより実行されて、

(イ) 前記被検体内に位置するスピニ横磁化を生成するR F励起パルスを発生し、

(ロ) 運動するスピニ前記横磁化に位相シフトを付与する速度エンコード磁場勾配を発生し、

(ハ) 読み出し磁場勾配を発生し、

(二) 該読み出し磁場勾配(350)が発生している間に前記ナヴィゲータ信号を取得することを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記速度エンコード磁場勾配は、第1モーメントMを有する双極型勾配であり、前記ナヴィゲータ・パルス・シーケンスは対を成して実行され、各々の対のナヴィゲータ・パルス・シーケンスのうち一方における前記速度エンコード磁場勾配は正の第1モーメント+Mを有し、各々の対のナヴィゲータ・パルス・シーケンスのうち他方における前記速度エンコード磁場勾配は負の第1モーメント-Mを有する請求項2に記載の方法。

【請求項4】 前記ナヴィゲータ・パルス・シーケンスの対の各々の対により発生される前記核磁気共鳴ナヴィゲータ信号から正味の核磁気共鳴ナヴィゲータ信号を発生する工程を含んでいる請求項3に記載の方法。

【請求項5】 前記核磁気共鳴ナヴィゲータ信号をフーリエ変換する工程と、前記被検体の速度の指標を形成するように、2つの変換された核磁気共鳴ナヴィゲータ信号の間の位相差を算出する工程とを含んでいる請求項4に記載の方法。

【請求項6】 前記変換された核磁気共鳴ナヴィゲータ信号の強度を算出する工程と、前記被検体の位置の指標を形成するように、前記算出された強度核磁気共鳴ナヴィ

ゲータ信号において選択された構造の位置を検出する工程とを含んでいる請求項5に記載の方法。

【請求項7】 前記被検体は人間であり、前記選択された構造は前記人間の被検体の横隔膜又は心臓である請求項6に記載の方法。

【請求項8】 前記工程(a)において取得される前記核磁気共鳴信号は、前記人間の被検体の心臓から発生されており、前記工程(d)において再構成される前記核磁気共鳴画像は前記心臓を表わす請求項7に記載の方法。

【請求項9】 前記工程(c)における前記一連の核磁気共鳴信号の前記変更は、呼吸運動により生ずる画像アーティファクトを減少させる請求項8に記載の方法。

【請求項10】 前記ナヴィゲータ・パルス・シーケンスは対を成して実行され、各々の対における前記ナヴィゲータ・パルス・シーケンスの間の時間間隔は、予め選択されている値 $\Delta t$ に設定されている請求項1に記載の方法。

【請求項11】 前記被検体の速度は、ナヴィゲータ・パルス・シーケンスの各々の対における被検体位置の変化を前記予め選択されている値 $\Delta t$ で除算したものにより指示される請求項10に記載の方法。

【請求項12】 各々の核磁気共鳴ナヴィゲータ信号をフーリエ変換する工程と、各々の変換された核磁気共鳴ナヴィゲータ信号の強度を算出する工程と、前記被検体の位置の指標を形成するように、前記算出された強度核磁気共鳴ナヴィゲータ信号において選択された構造の位置を検出する工程とを含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項13】 前記被検体は人間であり、前記選択された構造は前記人間の被検体の横隔膜又は心臓である請求項12に記載の方法。

【請求項14】 前記工程(a)において取得される前記核磁気共鳴信号は、前記人間の被検体の心臓から発生されており、前記工程(d)において再構成される前記核磁気共鳴画像は前記心臓を表わす請求項13に記載の方法。

【請求項15】 前記工程(c)における前記一連の核磁気共鳴信号の前記変更は、呼吸運動により生ずる画像アーティファクトを減少させる請求項14に記載の方法。

【請求項16】 前記工程(c)は、前記被検体の前記速度の絶対値が予め選択されている値を上回っているときに取得された核磁気共鳴信号を拒否する工程を含んでいる請求項11に記載の方法。

【請求項17】 前記工程(c)はまた、前記被検体の位置が予め選択されている位置の範囲の外部に位置しているときに取得された核磁気共鳴信号を拒否する工程を含んでいる請求項16に記載の方法。

【請求項18】 前記被検体は人間であり、前記位置及び速度は横隔膜又は心臓の運動の指標である請求項17

に記載の方法。

【請求項19】前記磁気共鳴画像は心臓を表わす請求項18に記載の方法。

【請求項20】前記核磁気共鳴ナヴィゲータ信号から位相補正を算出する工程と、前記対応する算出された位相補正を用いて核磁気共鳴信号の位相を変化させることにより、前記工程(c)において前記一連の核磁気共鳴信号を変更する工程とを含んでいる請求項1に記載の方法。

【請求項21】核磁気共鳴信号の位相は、前記核磁気共鳴信号を取得する前に核磁気共鳴信号受信器の位相を変更することにより変化させられる請求項20に記載の方法。

【請求項22】核磁気共鳴信号の位相は、各々の核磁気共鳴信号が取得された後に該核磁気共鳴信号の位相をシフトさせることにより変化させられる請求項20に記載の方法。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

【発明の背景】本発明の分野は、核磁気共鳴撮像方法及びシステムである。より具体的には、本発明は、患者の運動中に取得されたMR Iデータの補正に関する。

【0002】人体組織のような物質が一様の磁場(分極用磁場 $B_0$ )にさらされると、組織内のスピンの個々の磁気モーメントは、この分極用磁場に沿って整列しようとするが、各スピン固有のラモア周波数でランダムな秩序で分極用磁場の周りを歳差運動する。物質すなわち組織が、 $x$   $y$  平面内に存在すると共にラモア周波数に近い周波数を持つ時間変化する磁場(励起磁場 $B_1$ )にさらされると、整列した正味の磁気モーメント $M_z$ が $x$   $y$  平面に向かって回転すなわち「傾斜」して、正味の横磁気モーメント $M_t$ を生成する。励起されたスピンによって信号が発生され、該NMR信号を受信して処理することにより画像を形成することができる。

【0003】これらの信号を用いて画像を形成するときには、磁場勾配( $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ )が用いられる。典型的には、撮像される領域は、採用されている特定の局在化方法に応じてこれらの勾配が変化するような一連の測定サイクルによって走査される。NMR受信信号の得られた組はデジタル化され処理されて、多くの周知の再構成手法のうち1つを用いて画像を再構成する。

【0004】本発明は、「スピン・ワープ」としばしば呼ばれる周知のフーリエ変換(FT)撮像手法の一変形を参照して詳述される。スピン・ワープ法は、Physics in Medicine and Biology誌、第25巻、第751頁・第756頁(1980年)のW.A. Edelstein等による論文「スピン・ワープ式NMR撮像及び人体全身撮像への応用(Spin-Warp NMR Imaging and Applications to Human Whole-Body Imaging)」において議論されている。この手法は、NMR信号の取得の前に可変振幅を有する位

相エンコード磁場勾配パルスを用いて、該勾配の方向において空間情報を位相エンコードする。例えば、2次元の具現化形態(2DFT)では、空間情報は、1つの方向に沿って位相エンコード勾配( $G_y$ )を適用することにより該方向においてエンコードされ、次いで、位相エンコード方向に直交する方向にある読み出し磁場勾配( $G_x$ )の存在下で信号が取得される。取得中に存在する読み出し勾配は、上述の直交する方向での空間情報をエンコードしている。典型的な2DFTパルス・シーケンスにおいては、位相エンコード勾配パルス $G_y$ の大きさは一連の「ビュー」において漸増( $\Delta G_y$ )され、これらのビューが走査時に取得されて一組のNMRデータ集合を生成し、このデータ集合から画像全体を再構成することができる。

【0005】冠状動脈の画像等の高分解能3次元医用画像を形成するのに現在用いられている殆どのNMR走査は、必要なデータを取得するのに数分間を要する可能性がある。このように走査時間が長いため、走査中の患者の運動が有意となり、再構成される画像をモーション・アーティファクトによって劣化させる可能性がある。また、呼吸運動、心搏運動、血流及び蠕動等のように多くの形式の患者の運動も存在している。これらのようなモーション・アーティファクトを減少させる又は除去するのに用いられる方法が、運動を減少させる方法(例えば、保息)、運動の影響を減少させる方法(例えば、米国特許第4,663,591号)、及び取得されたデータを既知の運動について補正する方法(例えば、米国特許第5,200,700号)を含めて数多くある。呼吸運動の場合には、モーション・アーティファクトを減少させるための最もよく知られている方法の一つは、呼吸周期のうち予め設定されている部分すなわち「取得ウインドウ(acquisition window)」の間にのみビューを取得するように、データの取得をゲート制御するものである。

【0006】従来の呼吸ゲート方法は、患者の呼吸を検知して呼吸周期の予め設定されている部分においてMR Iシステム用のゲート信号を発生する手段(例えば、米国特許第4,994,473号)を採用している。ゲート信号が発生されている限りは、MR Iシステムは所定のビュー順序でNMRデータを取得する。呼吸周期の他の部分においては、ゲート制御信号はオフとなってデータは取得されない。結果として、呼吸ゲート方法を用いる場合には、各回の呼吸周期の比較的短い部分にわたってしかデータを取得することができないので、走査時間が大幅に長くなる。

【0007】比較的短い取得時間にわたってNMRデータを取得する代わりに被検体の運動中にNMRデータを取得して該データを補正する方法が公知である。これらの方法は、NMR画像データの取得にインタリーブ(挿入)されており被検体の位置を測定するように設計され

ているナビゲータ(navigator) パルス・シーケンスをしばしば採用している。例えば、画像データの取得の全体を通じて患者の横隔膜の位置を測定するナビゲータ・パルス・シーケンスが米国特許第5,363,844号に開示されている。この位置情報は、Magn. Reson. in Med.誌、第32巻、第639頁・第645頁(1994年)のT. S. Sachs等による「ナビゲータを用いたスパイラル式MR Iにおける実時間運動検出(Real-Time Motion Detection in Spiral MRI Using Navigators)」に記載されているように、許容できない画像アーティファクトを形成するような呼吸周期又は心搏周期の部分において取得された画像データを拒否するのに用いることができる。また、Magn. Reson. in Med.誌、第37巻、第148頁・第152頁(1997年)のM. V. M. McConnellによる「保息を用いるMR冠状動脈angiографyのための先行的適応型ナビゲータ補正(Prospectively Adaptive Navigator Correction for Breath-hold MR Coronary Angiography)」に記載されているように、ナビゲータ・エコー信号からの位置情報を先行的に用いて、MR Iシステム受信器の基準位相を調節して、後続で取得されるNMR画像データを補正することもできる。あるいは、Proc. International Society of Magnetic Resonance in Medicine誌、第748頁(1995年)のM. E. Brummer等による「ナビゲータ・エコーを用いた冠状動脈MRAでの呼吸によるモーション・アーティファクトの低減化(Reduction Of Respiratory Motion Artifacts in Coronary MRA Using Navigator Echoes)」に記載されているように、ナビゲータ信号位置情報を用いて、取得されたk空間画像データの位相を遡及的に補正することもできる。

【0008】より近年には、位置すなわち被検体の変位成分に加えて、被検体の運動の速度成分が画像アーティファクトを生じ得ることが発見されている。Magn. Reson. in Med.誌、第33巻、第541頁・第548頁(1995年)のY. Wang等による「3次元冠状動脈MR撮像における呼吸によるボケ(Respiratory Blur in 3D Coronary MR Imaging)」に記載されているように、画像データ取得の瞬間ににおける心臓の変位及び速度の両方が、再構成される画像にアーティファクトを生ずる可能性がある。

【0009】NMRパルス・シーケンスを用いたスピンド速度の測定は当業界で周知である。これらの測定の性能、及び取得されたNMRデータからの速度画像の再構成は、1988年6月21日に付与された米国特許第Re 32,701号「運動ズエグマトグラフィを行なうNMRスキャナ(NMR Scanner With Motion Zeugmatography)」に開示されている。速度の測定は、NMRパルス・シーケンスへの双極の速度エンコード磁場勾配の付加と、取得されたNMR信号の位相内に速度情報が含まれているという認識とを含んでいる。

#### 【0010】

【発明の概要】本発明は、患者の運動の存在下でのNMR画像データの取得及び/又は補正に関し、具体的には、患者の運動の変位成分及び速度成分の両方を測定することを可能にするナビゲータ・エコー信号の走査時取得に関する。ナビゲータ・エコー信号を走査の全体を通じて周期的に取得して、測定された変位成分及び速度成分を用いて、取得されたNMR画像データを受容するか拒否するかを決定することができる。測定された変位成分及び速度成分はまた、取得されたNMR画像データのモーション・アーティファクトを先行的に又は遡及的に補正することにも用いることができる。

【0011】本発明の一つの好適実施例では、ナビゲータ・エコー信号は、速度エンコード勾配を含んでいるナビゲータ・パルス・シーケンスを用いて取得される。この速度エンコードされたナビゲータ信号から再構成される1次元画像の位相差が被検体の速度の尺度となり、再構成された画像の強度(magnitude)が被検体の変位の指標となる。

【0012】本発明のもう一つの好適実施例では、ナビゲータ・エコー信号は走査中に既知の時間間隔( $\Delta t$ )毎に取得される。各々の取得されたナビゲータ・エコー信号から再構成される1次元の強度画像が被検体の変位の指標となり、連続したナビゲータ・エコー同士の間の間隔( $\Delta t$ )における被検体の速度は、変位の変化を時間間隔( $\Delta t$ )で除算したものから算出することができる。

#### 【0013】

【好適実施形態の説明】先ず、図1には、本発明を組み入れた好ましいMR Iシステムの主要な構成要素が示されている。システムの動作は、キーボード及び制御パネル102と表示器104とを含んでいる操作者コンソール100によって制御される。コンソール100はリンク116を介して独立したコンピュータ・システム107と連絡しており、コンピュータ・システム107により、操作者はスクリーン104上での画像の形成及び表示を制御することが可能になる。コンピュータ・システム107は、バックプレーンを介して互いに連絡する幾つかのモジュールを含んでいる。これらのモジュールには、画像プロセッサ・モジュール106と、CPUモジュール108と、画像データ・アレイ(配列)を記憶するフレーム・バッファとして当業界で公知のメモリ・モジュール113とが含まれている。コンピュータ・システム107は、画像データ及びプログラムを記憶するためのディスク記憶装置111及びテープ・ドライブ112に結合されており、また、高速シリアル・リンク115を介して別個のシステム制御部122と連絡している。

【0014】システム制御部122は、バックプレーンによって共に接続されている一組のモジュールを含んで

いる。これらのモジュールには、C P U モジュール 1 1 9 とパルス発生器モジュール 1 2 1 とが含まれており、パルス発生器モジュール 1 2 1 はシリアル・リンク 1 2 5 を介して操作者コンソール 1 0 0 に接続されている。リンク 1 2 5 を介して、システム制御部 1 2 2 は実行されるべき走査シーケンスを指示する命令（コマンド）を操作者から受け取る。

【0015】パルス発生器モジュール 1 2 1 は、システムの構成要素を動作させて、所望の走査シーケンスを実行させる。パルス発生器モジュール 1 2 1 は、発生されるべき R F パルスのタイミング、強さ及び形状、並びにデータ取得ウィンドウのタイミング及び長さを指示するデータを生成する。パルス発生器モジュール 1 2 1 は一組の勾配増幅器 1 2 7 に接続されており、走査中に発生されるべき勾配パルスのタイミング及び形状を指示する。パルス発生器モジュール 1 2 1 はまた、患者に接続されているセンサから信号を受け取る生理学的取得制御器 1 2 9 から患者データを受け取る。このような信号の一つは E C G (心電図) 信号であり、E C G 信号は制御器 1 2 9 によって処理されて、パルス発生器モジュール 1 2 1 用の心搏トリガ信号を発生する。パルス発生器モジュール 1 2 1 はまた、患者及び磁石系の状態に関連した様々なセンサから信号を受け取る走査室インターフェイス回路 1 3 3 に接続されている。走査室インターフェイス回路 1 3 3 を介して、患者位置決めシステム 1 3 4 もまた、走査に望ましい位置へ患者を移動させるための命令を受け取る。

【0016】パルス発生器モジュール 1 2 1 によって発生される勾配波形は、 $G_x$  増幅器と  $G_y$  増幅器と  $G_z$  増幅器とで構成されている勾配増幅器システム 1 2 7 に印加される。各々の勾配増幅器が、全体的に参考番号 1 3 9 で示されているアセンブリ内の対応する勾配コイルを励起して、取得された信号を位置エンコードするのに用いられる磁場勾配を発生する。勾配コイル・アセンブリ 1 3 9 は、分極用磁石 1 4 0 と全身型 R F コイル 1 5 2 とを含んでいる磁石アセンブリ 1 4 1 の一部を形成している。システム制御部 1 2 2 内の送受信器モジュール 1 5 0 がパルスを発生し、これらのパルスは R F 増幅器 1 5 1 によって増幅されて、送信／受信 (T/R) スイッチ 1 5 4 によって R F コイル 1 5 2 に結合される。この結果として、患者の体内の励起した核によって発生される信号は、同じ R F コイル 1 5 2 によって検知されて、送信／受信スイッチ 1 5 4 を介して前置増幅器 1 5 3 に結合され得る。増幅された N M R 信号は、送受信器 1 5 0 の受信器部において復調され、フィルタ処理され、デジタル化される。送信／受信スイッチ 1 5 4 は、パルス発生器モジュール 1 2 1 からの信号によって制御されて、送信モード時には R F 増幅器 1 5 1 をコイル 1 5 2 に電気的に接続し、受信モード時には前置増幅器 1 5 3 を接続する。送信／受信スイッチ 1 5 4 はまた、送信モ

ード又は受信モードのいずれの場合にも、分離型 R F コイル（例えば、頭部コイル又は表面コイル）を用いることを可能にする。

【0017】R F コイル 1 5 2 によって検知された N M R 信号は、R F 基準信号によって下降変換（ダウン・コンバート）され、次いで、送受信器モジュール 1 5 0 によってデジタル化される。デジタル化された N M R 信号はシステム制御部 1 2 2 内のメモリ・モジュール 1 6 0 へ転送される。走査が完了して k 空間 N M R データのアレイ全体がメモリ・モジュール 1 6 0 内に取得されたら、アレイ・プロセッサ 1 6 1 が動作して、このデータを画像データ・アレイへフーリエ変換する。この画像データは、シリアル・リンク 1 1 5 を介してコンピュータ・システム 1 0 7 へ伝送されて、ここで、ディスク・メモリ 1 1 1 に記憶される。操作者コンソール 1 0 0 から受け取った命令に応答して、この画像データをテープ・ドライブ 1 1 2 に保管してもよいし、又は画像プロセッサ 1 0 6 によって更に処理して操作者コンソール 1 0 0 へ伝送して、表示器 1 0 4 に表示してもよい。送受信器 1 5 0 についての更なる詳細については、米国特許第 4, 952, 877 号及び同第 4, 992, 736 号を参照されたい。

【0018】図 1 の M R I システムは、一連のパルス・シーケンスを実行して、所望の画像を再構成するのに十分な N M R データを収集する。図 2 を参照して詳細に述べると、例示的な 3 次元グラディエント・リコールド・エコー・パルス・シーケンスが、 $G_z$  のスラブ選択勾配パルス 3 0 1 の存在下で被検体に印加される R F 励起パルス 3 0 0 を用いて、選択されたスラブに横磁化を生成している。得られる N M R 信号 3 0 3 をスラブ選択勾配パルス 3 0 1 によって生ずる位相シフトについて補償すると共に N M R 信号 3 0 3 を z 軸に沿った速度に対して感度低下(desensitize) させるために、米国特許第 4, 731, 583 号に教示されているように、負の  $G_z$  勾配パルス 3 0 4 及びこれに続いて正の  $G_z$  勾配パルス 3 0 5 が  $G_z$  勾配コイルによって発生される。勾配パルス 3 0 4 は多数の振幅を有しており、z 軸方向に沿った位相エンコードをも提供している。パルス 3 0 4 及びパルス 3 0 5 は z 軸に沿った速度を補償するが、加速度及び更に高次の運動を補償するためのより複雑な勾配波形もまた当業者には周知である。

【0019】N M R 信号 3 0 3 を位置エンコードするために、R F 励起パルス 3 0 0 の印加の短時間の後に位相エンコード  $G_y$  勾配パルス 3 0 6 が被検体に印加される。当業界で周知のように、完全な走査は、N M R 信号を発生するスピンの位置を y 軸に沿って位置決定するために  $G_y$  位相エンコード・パルスの値を例えば 2 5 6 個の値から成る一連の離散的な位相エンコード値にわたって段階的に変化させた上述のパルス・シーケンスの連鎖で構成される。x 軸に沿った位置は、N M R グラディエ

ント・エコー信号303が取得されると同時に発生されNMR信号303を周波数エンコードする $G_x$ 勾配パルス307によって位置決定される。 $G_y$ 位相エンコード勾配パルス306とは異なり、 $G_x$ 読み出し勾配パルス307は、NMR信号の取得中に一定値に留まっている。グラディエント・エコー303を発生すると共にエコー303をx方向に沿った速度に対して感度低下させるために、米国特許第4,731,583号に教示されているように勾配パルス307に先行して勾配パルス308及び309が印加される。

【0020】NMR信号303は、システム受信器122によって取得されて、メモリに記憶されている $N_x$ （例えば、256）個の複素数から成る行としてデジタル化される。（ $G_y$ 、 $G_z$ ）位相エンコード勾配の各々の組み合わせ毎に、NMR信号303が発生され、取得され、デジタル化されて、 $N_x$ （例えば、256）個の複素数から成る別個の行として記憶される。従って、走査の完了時には、k空間データの3次元（ $N_x \times N_y \times N_z$ ）のアレイが記憶されており、ここで $N_y$ はy方向に沿った位相エンコード段階の数であり、 $N_z$ はz方向に沿った位相エンコード段階の数である。このk空間データのアレイを用いて前述のような画像を再構成することができる。

【0021】当業者には、他の多くのNMR撮像用パルス・シーケンスを用い得ること、並びに2DFT取得及び3DFT取得の両方に本発明を適用し得ることは明らかであろう。図2の撮像用パルス・シーケンスは、本発明の好ましい応用である3次元冠状動脈撮像に好適である。以下に記載するように、走査中の被検体の運動の変位及び速度の両方を測定するために画像データ取得中にナヴィゲータ・エコー信号もまた取得される。この変位及び速度の情報を幾つかの異なる方式で用いて、取得されたk空間画像データ集合から再構成される画像のモーション・アーティファクトを減少させることができる。

【0022】本発明の一実施例では、従来のナヴィゲータ・パルス・シーケンスを用いて、各回の心搏周期において患者の横隔膜の位置を測定する。このナヴィゲータ・パルス・シーケンスは、2次元RF励起パルスを用いて、腹部の右側に位置しており肝臓のドームの近くで横隔膜を横断する спинのカラム（柱状領域）を励起させる。励起したカラムの長さ次元に沿って配向した読み出し勾配（好適実施例では $G_z$ ）の存在下でNMR信号が取得されて、NMRナヴィゲータ信号の $N_{echo}$ （例えば、256）個のサンプルがアレイ・プロセッサ161によってフーリエ変換される。2次元励起RFパルスは、例えば、30mm直径の励起であって900のフリップ角を生ずるが、他の直径又はフリップ角で励起させてもよい。例えば、米国特許第4,812,760号に記載されているように、2つの勾配磁場（好適実施例では $G_x$ 及び $G_y$ ）の存在下で上述のような2次元RFパ

ルスが発生されて、受信器の低域通過フィルタは、励起したカラム（z軸）に沿った視野（例えば260mm）用に設定される。NMR信号は、ある時間、例えば4ミリ秒のサンプル時間にわたって $N_{echo}$ 個の点においてサンプリングされる。画像データの取得の前に、基準ナヴィゲータ・エコーが取得される。呼吸運動は呼気の終期に相対的に安定であり再現可能であるので、基準ナヴィゲータ・エコーは通常、この位置で取得される。カレントの横隔膜位置と基準横隔膜位置との間の変位は、Mag n. Reson. Med.誌、第36巻、第117号・第123頁（1996年）のY. Wang等による「ナヴィゲータ・エコーから運動情報を抽出するアルゴリズム（Algorithms for Extracting Motion Information From Navigator Echoes）」に記載されているような自己相関アルゴリズム及び最小平均自乗アルゴリズムを用いて測定することができる。また、Thomas Kwok-Fah Foo及びKevin F. Kingにより1997年11月26日に出願された米国特許出願第08/980,192号に開示されているような線形位相シフト・アルゴリズムを用いることにより横隔膜位置を測定することもできる。

【0023】この従来のナヴィゲータ・パルス・シーケンスは、図3に示すような心搏ゲート式走査に用いられる。ECG信号のQRSコンプレクス320は各々のR-R区間（i乃至i+n）の開始を指示しており、各々のR-R区間に図2の撮像用パルス・シーケンスを用いてNMR画像データのセグメント322が取得される。当業界で周知のように、各々のセグメント322は、患者の心臓を通過する1つ又はこれよりも多いステップからk空間の複数の線をサンプリングし、これらの取得は、1つ又はこれよりも多い画像を再構成するのに十分な画像データが取得されるまで続行する。

【0024】ナヴィゲータ・パルス・シーケンスは各回の心搏周期中に2回ずつ実行されて、参照番号324に示すような各々のセグメント322の取得の直前及び参考番号326に示すような各々のセグメントの取得の直後での患者の横隔膜の位置を測定する。取得されたナヴィゲータ信号324及び326は前述のようにして処理されて、各々のR-R区間iにおいて横隔膜位置D(i, 1)及びD(i, 2)をそれぞれ生成する。ナヴィゲータ信号取得324と326との間の時間間隔A<sub>t</sub>は既知であり、この位置情報D(i, 1)及びD(i, 2)から、各々の画像セグメント322の取得中の横隔膜速度を次のようにして算出することができる。

【0025】

$$V(i) = [D(i, 2) - D(i, 1)] / \Delta t$$

ここで、D(i, 1)はR-R区間iの参考番号324において取得された横隔膜位置であり、D(i, 2)はR-R区間iの参考番号326において取得された横隔膜位置である。代替的には、ナヴィゲータ信号324及び326の両方を各回のセグメント322の取得の前に

取得することもできるし、又は両方を各回のセグメント322の取得の後に取得することもできる。

【0026】本発明のもう一つの実施例では、横隔膜の位置及び速度の両方を直接的に測定する独自のナヴィゲータ・パルス・シーケンスが用いられる。この好ましいナヴィゲータ・パルス・シーケンスを図4に示しており、このパルス・シーケンスは、読み出し勾配軸（例えば $G_z$ ）に沿って印加される双極の速度エンコード勾配340の付加によって前述の従来のナヴィゲータ・パルス・シーケンスと区別される。この速度エンコード勾配340は、2つの直交する勾配344及び346の存在下で2次元RF励起パルス342によってスピンのカラムに横磁化が生成された後に印加される。同様のパルス・シーケンスが、Magn. Reson. Med. 誌、第31巻、第513頁・第520頁（1994年）のC. J. Hardy等による「大動脈の膨張性のNMR測定のための1次元速度手法（A One-Dimensional Velocity Technique for NMR Measurement of Aortic Distensibility）」に記載されているように、Mモードの流速測定に用いられている。速度エンコード勾配340は、上述の横磁化に対して読み出し方向に沿ったスピン運動の速度に比例した位相シフトを付与する。この位相情報は、取得された信号を読み出し勾配軸（例えば、 $G_z$ ）に沿ったスピン位置の関数として周波数エンコードする読み出し勾配350の存在下でナヴィゲータNMRエコー信号348が引き続き取得されるときに捕獲される。米国特許第4,731,583号に記載されているように、取得された信号を流れ補償するために、読み出し勾配パルス350の直前に1対の読み出し勾配パルス352及び354が印加されている。

【0027】読み出し勾配軸に沿ったスピン運動以外の原因による取得されたナヴィゲータ信号348内の位相シフトを相殺するために、図4のナヴィゲータ・パルス・シーケンスは、破線356によって示すように速度エンコード勾配340の極性を反転させて繰り返される。反対の速度エンコード極性すなわちNAV+及びNAV-において取得されたこれら2つのナヴィゲータ信号の逆フーリエ変換の後に、2つの複素ナヴィゲータ・プロファイルが得られる。位置情報は、複素ナヴィゲータ・プロファイルの一方又は両方から強度プロファイルを生成することにより得られる。速度情報は、これら2つの複素ナヴィゲータ・プロファイルの位相差を算出することにより得られる。

【0028】横隔膜の速度は、

$$\text{速度} = \phi / \gamma M$$

によって信号位相から算出される。ここで、Mは速度エンコード勾配340の第1モーメントであり、 $\gamma$ は磁気回転定数である。

【0029】速度エンコードされたナヴィゲータ・パルス・シーケンスの対NAV+及びNAV-は各回の心搏

周期毎に実行されて、各々のセグメント322が取得されるのと同時に横隔膜の位置及び速度を指示する。好適実施例では、図5の破線362によって示すように、NAV+及びNAV-の両方が各々の画像セグメント322の直前に取得される。これらのナヴィゲータ取得は、参照番号360に示すように各回のセグメント取得322の直後に行なうこともできる。

【0030】いずれのナヴィゲータ・パルス・シーケンスを用いるかに拘わらず、得られた横隔膜位置及び横隔膜速度の情報は、取得された画像データから再構成される画像のアーティファクトを減少させる幾つかの方法のいずれかにおいて用いられる。3つの方法について記述するが、いずれの方法を用いるかの選択は具体的な臨床応用による。

【0031】測定された位置及び速度の情報によって生ずる画像アーティファクトを減少させる第一の方法は、何らかの条件にある間に取得された画像データを拒否するものである。より具体的には、位置許容ウインドウを設けて、測定された横隔膜位置がこの許容ウインドウの外部に位置している場合には取得された画像データ・セグメント322を破棄する。同様に、速度許容閾値を設けて、測定された横隔膜速度の絶対値がこの閾値を上回っている場合には取得された画像データ・セグメント322を破棄する。この方法は、劣化した画像データを画像再構成に用いないことを保証するが、破棄される画像セグメント322は許容可能な横隔膜の運動条件下であらためて取得されなければならないので全走査時間が長くなる。

【0032】第二の方法は、測定された位置及び速度の情報を用いて、取得された画像データを適切に補正する。

【0033】心臓の位置変位は、R-R区間において取得される連続した画像エコーに線形位相誤差を生成する。エコー対エコー位相誤差 $\Delta F$ は、

$$\Delta F = 2\pi * d / \text{スラブ厚}$$

によって与えられ、ここで、dは基準位置に対する心臓の変位である。この位相誤差を、位置変位のナヴィゲータ測定を用いて画像再構成の前に画像データから減算することができる。

【0034】心臓の速度は、R-R区間において取得される連続したエコーに直角位相誤差を生成する。この直角位相誤差は、Magn. Reson. Med. 誌、第33巻、第541頁-第548頁（1995年）のYi Wang等による「3次元冠状動脈MR撮像における呼吸によるボケ」に記載されている。この直角位相誤差を、速度のナヴィゲータ測定を用いて画像再構成の前に画像データから減算することができる。

【0035】第三の方法は、測定された横隔膜の位置及び速度の情報を用いて、取得された画像データを先行的に補償する。図5を参照して述べると、この実施例で

は、ナヴィゲータ信号は参照番号362に示すように画像データ・セグメント322の前に取得される。位置変位及び速度運動を補償するのに要求される位相補正は、第二の補正方法について上に述べたようにして算出される。この位相補正は、送受信器モジュール150内のN I V I R信号受信器に対して、画像データ・セグメント322の取得の直前に負反転された位相誤差を印加することにより実行される。このようにして、呼吸運動によって生ずる位相誤差は、画像再構成の前に、受信されたN I V I R信号において補正される。この方法は、位置及び速度の測定が両方とも画像データ・セグメント322の取得の前に実行されている場合にのみ適用可能である。

【0036】本発明の要旨から逸脱しない範囲での上述の好適実施例からの多くの変形が可能であることは明らかであろう。例えば、1回の走査中に1つよりも多い補正方法を用いてもよい。第一の方法を用いて、劣化が激しいため補正することができないような幾つかの画像データを破棄した後に、第二又は第三の方法を用いて、取得されたデータの位相を補正することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を用いるMRIシステムのブロック図である。

【図2】本発明を実施する際に用いることのできる例示

的な3次元N I V I R撮像用パルス・シーケンスのグラフである。

【図3】本発明を実施するのに用いられる好ましいナヴィゲータ・エコー・パルス・シーケンスのグラフである。

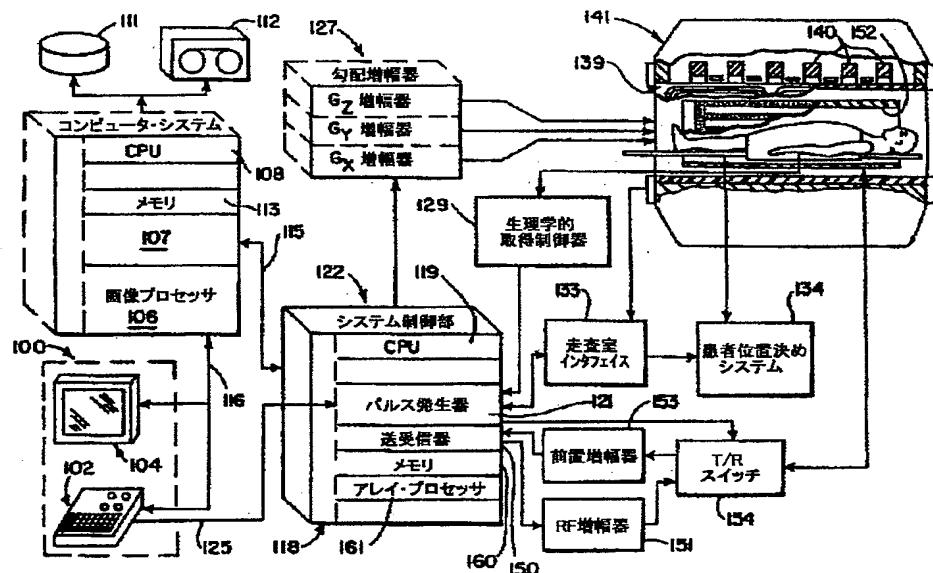
【図4】本発明を実施するために図2の撮像用パルス・シーケンスと組み合わせて図3のナヴィゲータ・パルス・シーケンスを用いる一方法を示すグラフである。

【図5】心搏撮像のために本発明を実施するもう一つの方法を示すグラフである。

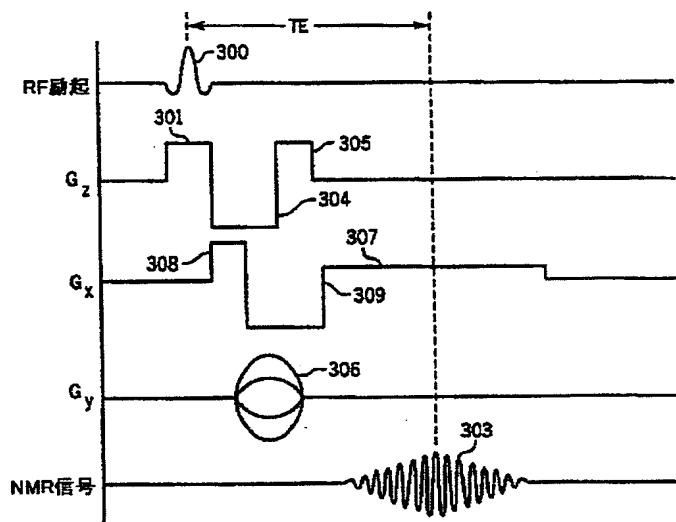
#### 【符号の説明】

- 100 操作者コンソール
- 102 制御パネル
- 104 表示器
- 111 ディスク記憶装置
- 112 テープ・ドライブ
- 115 高速シリアル・リンク
- 116 リンク
- 118 バックプレーン
- 125 シリアル・リンク
- 139 勾配コイル・アセンブリ
- 140 分極用磁石
- 141 磁石アセンブリ
- 152 全身型RFコイル

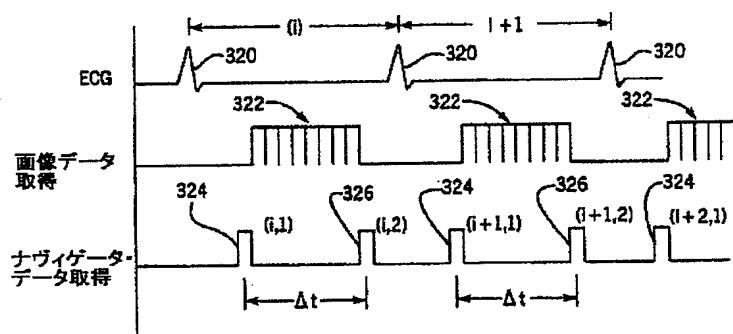
【図1】



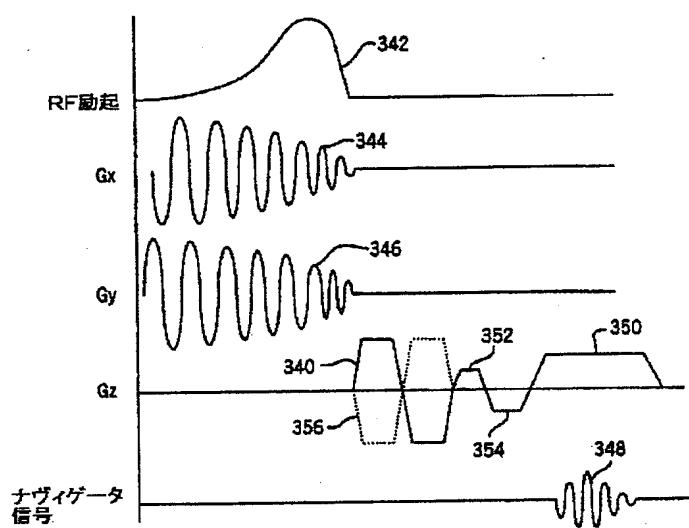
【図2】



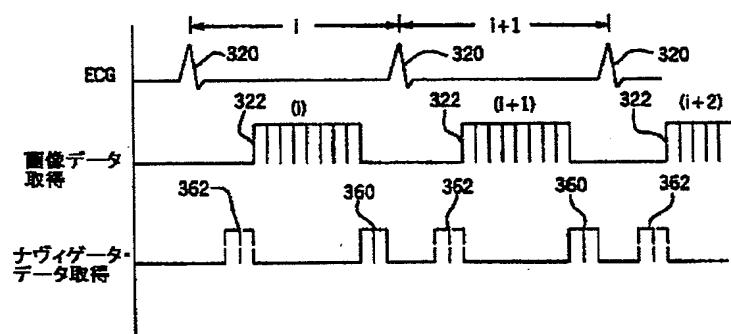
【図3】



【図4】



【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 エリオット・アール・マクベイグ  
アメリカ合衆国、メリーランド州、ポトマ  
ック、エニド・ドライブ、11906番

【外国語明細書】

## 1. Title of Invention

RESPIRATORY DISPLACEMENT AND VELOCITY

MEASUREMENT USING NAVIGATOR MRI ECHO SIGNALS

## 2. Claims

1. A method for producing an MR image of a subject with an MRI system, the steps comprising:
  - a) performing a series of imaging pulse sequences with the MRI system to acquire a corresponding series of NMR signals;
  - b) performing a series of navigator pulse sequences with the MRI system which are interleaved with the imaging pulse sequences and which produce NMR navigator signals indicative of subject position and subject velocity;
  - c) altering the series of NMR signals using the subject position and subject velocity information in the navigator signals such that image artifacts caused by subject motion during the performance of step a) are reduced; and
  - d) reconstructing an MR image from the altered series of NMR signals.

2. The method as recited in claim 1 in which the navigator pulse sequence is performed by the MRI system and includes:

- i) producing an rf excitation pulse which produces transverse magnetization in spins located in the subject;
- ii) producing a velocity encoding magnetic field gradient which imparts a phase shift in the transverse magnetization of moving spins;
- iii) producing a readout magnetic field gradient; and
- iv) acquiring the navigator signal as the readout magnetic field gradient (350) is produced.

3. The method as recited in claim 2 in which the velocity encoding magnetic field gradient is a bi-polar gradient having a first moment M and the navigator pulse sequences are performed in pairs, with one the velocity encoding magnetic field gradient in one of each pair of navigator pulse sequences having a positive first moment +M and the velocity encoding magnetic field gradient in the other of each pair of navigator pulse sequences having a negative first moment -M.

4. The method as recited in claim 3 which includes:

producing a net NMR navigator signal from the NMR navigator signals produced by each of said pairs of navigator pulse sequences.

5. The method as recited in claim 4 which includes:

Fourier transforming the NMR navigator signals; and

calculating the phase difference between two transformed NMR navigator signals to provide the indication of subject velocity.

6. The method as recited in claim 5 which includes:

calculating the magnitude of the transformed NMR navigator signals; and

detecting the location of a selected structure in the calculated magnitude NMR navigator signals to provide the indication of subject position.

7. The method as recited in claim 6 in which the subject is a human and the selected structure is a diaphragm or a heart in the human subject.

8. The method as recited in claim 7 in which the NMR signals acquired in step a) are from a heart in the human subject and the MR image reconstructed in step d) depicts the heart.

9. The method as recited in claim 8 in which the alteration of the series of NMR signals in step c) reduces image artifacts caused by respiratory motion.

10. The method as recited in claim 1 in which the navigator pulse sequences are performed in pairs and the time interval between the navigator pulse sequences in each pair is set at a preselected value  $\Delta t$ .

11. The method as recited in claim 10 in which the subject velocity is indicated by the change in subject position in each pair of navigator pulse sequences divided by the preselected value  $\Delta t$ .

12. The method as recited in claim 11 which includes:

Fourier transforming each NMR navigator signal;

calculating the magnitude of each transformed NMR navigator signal; and

detecting the location of a selected structure in the calculated magnitude NMR navigator signal to provide the indication of subject position.

13. The method as recited in claim 12 in which the subject is a human and the selected structure is a diaphragm or a heart in the human subject.

14. The method as recited in claim 13 in which the NMR signals acquired in step a) are from a heart in the human subject and the MR image reconstructed in step d) depicts the heart.

15. The method as recited in claim 14 in which the alteration of the series of NMR signals in step c) reduces image artifacts caused by respiratory motion.

16. The method as recited in claim 11 in which step c) includes:

rejecting NMR signals acquired when the absolute value of the velocity of the subject exceeds a preselected value.

17. The method as recited in claim 16 in which step c) also includes:  
rejecting NMR signals acquired when the subject position is outside the preselected range of positions.
18. The method as recited in claim 17 in which the subject is a human and the position and velocity are indicative of motion of a diaphragm or a heart.
19. The method as recited in claim 18 in which the MR image depicts a heart.
20. The method as recited in claim 1 which includes:  
calculating phase corrections from the NMR navigator signals; and  
altering the series of NMR signals in step c) by changing the phases of NMR signal with the corresponding calculated phase corrections.
21. The method as recited in claim 20 in which the phases of NMR signals are changed by altering the phase of an NMR signal receiver prior to acquiring the NMR signals.
22. The method as recited in claim 20 in which the phases of NMR signals are changed by shifting the phase of each NMR signal after it is acquired.

### 3. Detailed Description of Invention

#### BACKGROUND OF THE INVENTION

The field of the invention is nuclear magnetic resonance imaging methods and systems. More particularly, the invention relates to the correction of MRI data acquired during patient motion.

When a substance such as human tissue is subjected to a uniform magnetic field (polarizing field  $B_0$ ), the individual magnetic moments of the spins in the tissue attempt to align with this polarizing field, but precess about it in random order at their characteristic Larmor frequency. If the substance, or tissue, is subjected to a time varying magnetic field (excitation field  $B_1$ ) which is in the x-y plane and which is near the Larmor frequency, the net aligned moment,  $M_z$ , may be rotated, or "tipped", into the x-y plane to produce a net transverse magnetic moment  $M_x$ . A signal is emitted by the excited spins which may be received and processed to form an image.

When utilizing these signals to produce images, magnetic field gradients ( $G_x$ ,  $G_y$  and  $G_z$ ) are employed. Typically, the region to be imaged is scanned by a sequence of measurement cycles in which these gradients vary according to the particular localization method being used. The resulting set of received NMR signals are digitized and processed to reconstruct the image using one of many well known reconstruction techniques.

The present invention will be described in detail with reference to a variant of the well known Fourier transform (FT) imaging technique, which is frequently referred to as "spin-warp". The spin-warp technique is discussed in an article entitled "Spin-Warp NMR Imaging and Applications to Human

"Whole-Body Imaging" by W.A. Edelstein et al., Physics in Medicine and Biology, Vol. 25, pp. 751-756 (1980). It employs a variable amplitude phase encoding magnetic field gradient pulse prior to the acquisition of NMR signals to phase encode spatial information in the direction of this gradient. In a two-dimensional implementation (2DFT), for example, spatial information is encoded in one direction by applying a phase encoding gradient ( $G_y$ ) along that direction, and then a signal is acquired in the presence of a readout magnetic field gradient ( $G_x$ ) in a direction orthogonal to the phase encoding direction. The readout gradient present during the acquisition encodes spatial information in the orthogonal direction. In a typical 2DFT pulse sequence, the magnitude of the phase encoding gradient pulse  $G_y$  is incremented ( $\Delta G_y$ ) in the sequence of "views" that are acquired during the scan to produce a set of NMR data from which an entire image can be reconstructed.

Most NMR scans currently used to produce high resolution 3D medical images, such as the image of coronary arteries, can require a few minutes to acquire the necessary data. Because of the long scan time, patient movement during the scan may be significant and can corrupt the reconstructed image with motion artifacts. There are also many types of patient motion such as respiratory motion, cardiac motion, blood flow, and peristalsis. There are many methods used to reduce or eliminate such motion artifacts including methods for reducing the motion (e.g. breath holding), methods for reducing the effects of motion (e.g. U.S. Pat. No. 4,663,591), and methods for correcting the acquired data for known motion (e.g. U.S. Pat. No. 5,200,700). In the case of respiratory motion, one of the best known methods for reducing motion artifacts is to gate the acquisition of data such that the views are acquired only during a preset portion, or "acquisition window" of the respiratory cycle.

Prior respiratory gating methods employ a means for sensing patient respiration (e.g. U.S. Pat. No. 4,994,473) and producing a gating signal for the MRI system during a preset portion of the respiratory cycle. As long as the gating signal is produced, the MR[ system acquires NMR data in the prescribed view order. During other parts of the respiratory cycle the gating signal is turned off and no data is acquired. As a result, when respiratory gating is used the scan time is increased significantly because data can only be acquired over a relatively short portion of each respiratory cycle.

Rather than acquire NMR data over a relatively short acquisition time, methods are known for acquiring NMR data during subject motion and correcting the data. Such methods often employ a navigator pulse sequence which is interleaved with the acquisition of NMR image data and which is designed to measure subject position. For example, a navigator pulse sequence is disclosed in U.S. Patent No. 5,363,844 for measuring the position of a patient's diaphragm throughout image data acquisition. This position information may be used as described by T.S. Sachs, et al., "*Real-Time Motion Detection in Spiral MRI Using Navigators*", Magn. Reson. in Med., 32:639-645 (1994) to reject image data acquired during portions of the respiratory or cardiac cycle which produce unacceptable image artifacts. The position information from a navigator echo signal may also be used prospectively as described by M.V. McConnell, "*Prospectively Adaptive Navigator Correction for Breath-hold MR Coronary Angiography*", Maan. Reson. in Med., 37:148-152 (1997) to adjust the reference phase of the MRI system receiver to correct the subsequently acquired NMR image data. Or, the navigator signal position information may be used to retroactively correct the phase of acquired k-space image data as described by M.E. Brummer, et al., "*Reduction Of Respiratory Motion Artifacts in Coronary MRA Using Navigator Echoes*", Proc. International Society of Magnetic Resonance in Medicine, 748 (1995).

More recently it has been discovered that the velocity component of subject motion can produce image artifacts in addition to the position, or subject displacement component. As described by Y. Wang, et al., "Respiratory Blur in 3D Coronary MR Imaging", Magn. Reson. In Med., 33:541-548 (1995) both displacement of the heart and its velocity at the moment of image data acquisition can produce artifacts in the reconstructed image.

The measurement of spin velocity using an NMR pulse sequence is well known in the art. The performance of such measurements and the reconstruction of velocity images from acquired NMR data is disclosed in U.S. Patent Re 32,701, issued on June 21, 1988 and entitled "NMR Scanner With Motion Zeugmatography". The measurement of velocity includes the addition of a bi-polar velocity encoding magnetic field gradient to the NMR pulse sequence, and a recognition that the velocity information is contained in the phase of the acquired NMR signals.

#### SUMMARY OF THE INVENTION

The present invention relates to the acquisition and/or correction of NMR image data in the presence of patient motion, and particularly to the acquisition of navigator echo signal during a scan which enables both the displacement and velocity components of patient motion to be measured. The navigator echo signals are acquired periodically throughout the scan and the measured displacement and velocity components may be used to decide whether to accept or reject acquired NMR image data. The measured displacement and velocity components can also be used to prospectively or retrospectively correct motion artifacts in the acquired NMR image data.

In one preferred embodiment of the invention the navigator echo signals are acquired using a navigator pulse sequence which includes a velocity encoding gradient. The phase difference of the one-dimensional

image reconstructed from this velocity encoded navigator signal is a measure of subject velocity and the magnitude of the reconstructed image is indicative of subject displacement.

---

In another preferred embodiment of the invention navigator echo signals are acquired at known time intervals ( $\Delta t$ ) during the scan. The one-dimensional magnitude images reconstructed from each acquired navigator echo signal is indicative of subject displacement, and the subject velocity during the interval ( $\Delta t$ ) between successive navigator echoes may be calculated from the change in displacement divided by the time interval ( $\Delta t$ ).

#### DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENT

Referring first to Fig. 1, there is shown the major components of a preferred MRI system which incorporates the present invention. The operation of the system is controlled from an operator console 100 which

includes a keyboard and control panel 102 and a display 104. The console 100 communicates through a link 116 with a separate computer system 107 that enables an operator to control the production and display of images on the screen 104. The computer system 107 includes a number of modules which communicate with each other through a backplane. These include an image processor module 106, a CPU module 108 and a memory module 113, known in the art as a frame buffer for storing image data arrays. The computer system 107 is linked to a disk storage 111 and a tape drive 112 for storage of image data and programs, and it communicates with a separate system control 122 through a high speed serial link 115.

The system control 122 includes a set of modules connected together by a backplane 118. These include a CPU module 119 and a pulse generator module 121 which connects to the operator console 100 through a serial link 125. It is through this link 125 that the system control 122 receives commands from the operator which indicate the scan sequence that is to be performed.

The pulse generator module 121 operates the system components to carry out the desired scan sequence. It produces data which indicates the timing, strength and shape of the RF pulses which are to be produced, and the timing of and length of the data acquisition window. The pulse generator module 121 connects to a set of gradient amplifiers 127, to indicate the timing and shape of the gradient pulses to be produced during the scan. The pulse generator module 121 also receives patient data from a physiological acquisition controller 129 that receives signals from sensors connected to the patient. One such signal is an ECG signal which is processed by the controller 129 to produce a cardiac trigger signal for the pulse generator module 121. The pulse generator module 121 also connects to a scan room interface circuit 133 which receives signals from various sensors associated with the condition of the patient and the magnet system. It is also through the

scan room interface circuit 133 that a patient positioning system 134 receives commands to move the patient to the desired position for the scan.

The gradient waveforms produced by the pulse generator module 121 are applied to a gradient amplifier system 127 comprised of  $G_x$ ,  $G_y$  and  $G_z$  amplifiers. Each gradient amplifier excites a corresponding gradient coil in an assembly generally designated 139 to produce the magnetic field gradients used for position encoding acquired signals. The gradient coil assembly 139 forms part of a magnet assembly 141 which includes a polarizing magnet 140 and a whole-body RF coil 152. A transceiver module 150 in the system control 122 produces pulses which are amplified by an RF amplifier 151 and coupled to the RF coil 152 by a trans- mit/receive switch 154. The resulting signals radiated by the excited nuclei in the patient may be sensed by the same RF coil 152 and coupled through the transmit/receive switch 154 to a preamplifier 153. The amplified NMR signals are demodulated, filtered, and digitized in the receiver section of the transceiver 150. The transmit/receive switch 154 is controlled by a signal from the pulse generator module 121 to electrically connect the RF amplifier 151 to the coil 152 during the transmit mode and to connect the preamplifier 153 during the receive mode. The transmit/receive switch 154 also enables a separate RIF coil (for example, a head coil or surface coil) to be used in either the transmit or receive mode.

The NMR signals picked up by the RF coil 152 are down converted by an RF reference signal and then digitized by the transceiver module 150. The digitized NMR signal is transferred to a memory module 160 in the system control 122. When the scan is completed and an entire array of k-space NMR data has been acquired in the memory module 160, an array processor 161 operates to Fourier transform the data into an array of image data. This image data is conveyed through the serial link 115 to the computer system 107 where it is stored in the disk memory 111. In response to commands received from the operator console 100, this image data may be archived on

the tape drive 112, or it may be further processed by the image processor 106 and conveyed to the operator console 100 and presented on the display 104. For a more detailed description of the transceiver 150, reference is made to U.S. patent Nos. 4,952,877 and 4,992,736.

The MRI system of Fig. 1 performs a series of pulse sequences to collect sufficient NMR data to reconstruct the desired image. Referring particularly to Fig. 2, an exemplary 3D gradient recalled echo pulse sequence employs an RF excitation pulse 300 which is applied to the subject in the presence of a  $G_z$ , slab select gradient pulse 301 to produce transverse magnetization in a selected slab. To compensate the resulting NMR signal 303 for the phase shifts caused by the slab select gradient pulse 301 and to desensitize the NMR signal 303 to velocity along the  $z$ -axis, a negative  $G_z$  gradient pulse 304 followed by a positive  $G_z$  gradient pulse 305 are produced by the  $G_z$  gradient coils as taught in U.S. Pat. No. 4,731,583. The gradient pulse 304 has multiple amplitudes and it also provides phase encoding along the  $z$  axis direction. While the pulses 304 and 305 compensate for velocity along the  $z$ -axis, more complex gradient waveforms are also well known to those skilled in the art for compensating acceleration and even higher orders of motion.

To position encode the NMR signal 303 a phase encoding  $G_y$  gradient pulse 306 is applied to the subject shortly after the application of the RF excitation pulse 300. As is well known in the art, a complete scan is comprised of a series of these pulse sequences in which the value of the  $G_y$  phase encoding pulse is stepped through a series of, for example, 256 discrete phase encoding values to localize the position of the spins producing the NMR signal along the  $y$ -axis. Position along the  $x$ -axis is located by a  $G_x$  gradient pulse 307 which is produced as the NMR gradient echo signal 303 is acquired and which frequency encodes the NMR signal 303. Unlike the  $G_y$  phase encoding gradient pulse 306, the  $G_x$  readout gradient pulse 307

remains at a constant value during the acquisition of the NMR signal. To produce the gradient echo 303 and to desensitize it to velocity along the x direction, gradient pulses 308 and 309 precede the gradient pulse 307 as taught in U.S. Pat. No. 4,731,583.

The NMR signal 303 is acquired by the system transceiver 122 and digitized into a row of  $N_x$  (e.g. 256) complex numbers which are stored in memory. For each combination of the  $(G_y, G_z)$  phase encoding gradients an NMR signal 303 is produced, acquired, digitized and stored in a separate row of  $N_x$  (e.g. 256) complex numbers. At the completion of the scan, therefore, a three-dimensional  $(N_x \times N_y \times N_z)$  array of k-space data is stored, where  $N_y$  is the number of phase encoding steps along the y direction and  $N_z$  is the number of phase encoding steps along the z direction. This array of k-space data may be used to reconstruct an image as described above.

It should be apparent to those skilled in the art that many other NMR imaging pulse sequences may be used and that the invention can be applied to both 2DFT and 3DFT acquisitions. The imaging pulse sequence of Fig. 2 is preferred for 3D coronary artery imaging which is the preferred application of the present invention. As will now be described, navigator echo signals are also acquired during the image data acquisition to measure both the displacement and the velocity of subject motion during the scan. This displacement and velocity information may be employed in a number of different ways to reduce the motion artifacts in the image reconstructed from the acquired k-space image data set.

In one embodiment of the invention a conventional navigator pulse sequence is used to measure the location of the patient's diaphragm during each cardiac cycle. This navigator pulse sequence excites a column of spins located at the right side of the abdomen, and transecting the diaphragm near the dome of the liver using a two-dimensional rf excitation pulse. An NMR signal is acquired in the presence of a readout gradient ( $G_z$  in the preferred

embodiment) directed along the lengthwise dimension of the excited column, and  $N_{echo}$  (e.g. 256) samples of the NMR navigator signal are Fourier transformed by the array processor 161. The two-dimensional excitation rf pulse is, for example, a 30 mm diameter excitation which produces a 900 flip angle, although other diameters or flip angles may also be excited. As described, for example, in U.S. patent No. 4,812,760, such two-dimensional rf pulses are produced in the presence of two gradient fields ( $G_x$  and  $G_y$  in the preferred embodiment) and the receiver low pass filter is set for a field of view (e.g. 260mm) along the excited column (z axis). The NMR signal is sampled at  $N_{echo}$  points during a period of, for example, 4 msec. sample period. A reference navigator echo is acquired prior to the acquisition of image data. The reference navigator echo is usually acquired at the end of expiration because the respiratory motion is more stable and reproducible at this position. The displacement between the current diaphragm position and the reference diaphragm position can be measured using the auto-correlation and least mean-squares algorithms as described by Y. Wang et al, "Algorithms for Extracting Motion Information From Navigator Echoes", Magn. Reson. Med., 36:117-123, 1996. The diaphragm position can also be measured by using the linear phase shift algorithm disclosed in U.S. Pat. Appn. No. 08/980,192 filed November 26, 1997 by Thomas Kwok-Fah Foo and Kevin F. King.

This conventional navigator pulse sequence is used in a cardiac gated scan as depicted in Fig. 3. The QRS complex 320 of the ECG signal indicates the start of each R-R interval (i through  $i+n$ ), during which segments 322 of NMR image data are acquired using the imaging pulse sequence of Fig. 2. As is well known in the art, each segment 322 samples a plurality of lines in k-space from one or more slabs through the patient's heart and the acquisitions continue until enough image data has been acquired to reconstruct one or more images.

The navigator pulse sequence is performed twice during each cardiac cycle to measure the location of the patient's diaphragm just prior to each segment 322 acquisition as indicated at 324 and just after each segment acquisition as indicated at 326. The acquired navigator signals 324 and 326 are processed as described above to produce respective diaphragm positions  $D(i,1)$  and  $D(i,2)$  during each R-R interval  $i$ . The time interval  $\Delta t$  between the navigator signal acquisitions 324 and 326 is known, and from this the position information  $D(i,1)$  and  $D(i,2)$ , the diaphragm velocity during the acquisition of each image segment 322 may be calculated:

$$V(i) = [D(i,2) - D(i,1)] / \Delta t,$$

where  $D(i,1)$  is the diaphragm position acquired at 324 and  $D(i,2)$  is the diaphragm position acquired at 326 during the R-R interval  $i$ . As alternatives, navigator signals 324 and 326 can be acquired both prior to each segment 322 acquisition, or both after each segment 322 acquisition.

In another embodiment of the invention a unique navigator pulse sequence is employed which directly measures both diaphragm position and velocity. This preferred navigator pulse sequence is depicted in Fig. 4, and is distinguished from the conventional navigator pulse sequence described above by the addition of a bi-polar, velocity encoding gradient 340 applied along the readout gradient axis (e.g.  $G_z$ ). This velocity encoding gradient 340 is applied after the transverse magnetization of the column of spins produced by the two-dimensional rf excitation pulse 342 in the presence of two orthogonal gradients 344 and 346. A similar pulse sequence has been used for M-mode flow velocity measurements as described by C. J. Hardy, et al., "A One-Dimensional Velocity Technique for NMR Measurement of Aortic Distensibility", *Magn. Reson. Med.*, 31:5 13-520 (1994). The velocity encoding gradient 340 imposes a phase shift on this transverse magnetization which is proportional to the velocity of spin motion along the readout direction. This phase information is captured when a navigator NMR

echo signal 348 is subsequently acquired in the presence of a readout gradient 350 that frequency encodes the acquired signal as a function of spin location along the readout gradient axis (e.g.  $G_z$ ). A pair of readout gradient pulses 352 and 354 are applied just prior to the readout gradient pulse 350 to flow compensate the acquired signal as described in U.S. Patent No. 4,731,583.

To cancel out phase shifts in the acquired navigator signal 348 due to causes other than spin motion along the readout gradient axis, the navigator pulse sequence of Fig. 4 is repeated with the polarity of the velocity encoding gradient 340 reversed as indicated by dashed lines 356. Two complex navigator profiles are obtained after the inverse Fourier transform of these two navigator signals acquired at opposite velocity encoding polarities: NAV+ and NAV-. The position information is obtained by producing a magnitude profile from one or both complex navigator profiles. The velocity information is obtained by calculating the phase difference of these two complex navigator profiles.

The velocity of the diaphragm is calculated from the signal phase by

$$\text{Velocity} = \phi/\gamma M$$

where  $M$  is the first moment of the velocity encoding gradient 340 and  $\gamma$  is the gyromagnetic constant.

The velocity encoded navigator pulse sequence pair NAV+ and NAV- is performed during each cardiac cycle to indicate diaphragm location and velocity as each segment 322 is acquired. In the preferred embodiment both NAV+ and NAV- are acquired immediately prior to each image segment 322 as indicated in Fig. 5 by dashed line 362. These navigator acquisitions could also be made just after each segment acquisition 322 as indicated at 360.

Regardless of which navigator pulse sequence is used, the resulting diaphragm position and diaphragm velocity information are used in any of a number of methods to reduce artifacts in the images reconstructed from the acquired image data. Three methods will be described and the choice of which method is used depends on the particular clinical application.

The first method for reducing image artifacts due to the measured position and velocity information is to reject image data that are acquired during certain conditions. More particularly, a position acceptance window is established and if the measured diaphragm position is outside this acceptance window, the acquired image data segment 322 is discarded. Similarly, a velocity acceptance threshold is established and if the absolute value of the measured diaphragm velocity exceeds this threshold, the acquired image data segment 322 is discarded. While this method ensures that corrupted image data is not used in the image reconstruction, the total scan time is increased because the discarded image segments 322 must be re-acquired under acceptable diaphragm motion conditions.

The second method uses the measured position and velocity information to retrospectively correct the acquired image data.

A positional displacement of the heart generates a linear phase error in the consecutive image echoes acquired in the R-R interval. The echo-to-echo phase error,  $\Delta F$ , is given by:

$$\Delta F = 2 \pi * d / \text{slab thickness},$$

where  $d$  is the displacement of the heart relative to the reference position. This phase error can be subtracted from the image data before image reconstruction using the navigator measurement of the positional displacement.

The velocity of the heart generates a quadratic phase error in the consecutive echoes acquired in the R-R interval. This quadratic phase error is described in "*Respiratory Blur in 3D Coronary MR Imaging*", Magn. Reson. Med., 33:541-548 (1995) written by Yi Wang, et al. This quadratic phase error can be subtracted from the image data before image reconstruction using the navigator measurement of velocity.

The third method uses the measured diaphragm position and velocity information to prospectively correct the acquired image data. Referring to Fig. 5, in this embodiment the navigator signals are acquired before the image data segments 322 as indicated at 362. The phase corrections required to compensate for the positional displacement and velocity motion are calculated as described above for the second correction method. This phase correction is performed by applying to the NIVIR signal receiver in the transceiver module 150 a negated phase error immediately prior to the acquisition of the image data segments 322. The phase errors caused by respiratory motion are thus corrected in the received NIVIR signal prior to image reconstruction. This method is applicable only when the position and velocity measurement are both performed prior to the acquisition of image data segments 322.

It should be apparent that there are many variations possible from the preferred embodiments described above without departing from the spirit of the invention. For example, more than one correction method may be used during a scan. The first method may be used to discard some image data which is too corrupted to be corrected, and then method two or method three may be used to correct the phase of the acquired data.

#### **4. Brief Description of Drawings**

Fig. 1 is a block diagram of an MRI system which employs the present invention;

Fig. 2 is an exemplary 3D NIVIR imaging pulse sequence which may be used when practicing the present invention;

Fig. 3 is a graphic representation of a preferred navigator echo pulse sequence used to practice the present invention;

Fig. 4 is a graphic representation of one method of using the navigator pulse sequence of Fig. 3 in combination with the imaging pulse sequence of Fig. 2 to practice the present invention; and

Fig. 5 is a graphic representation of another method of practicing the invention for cardiac imaging.

FIG. 1

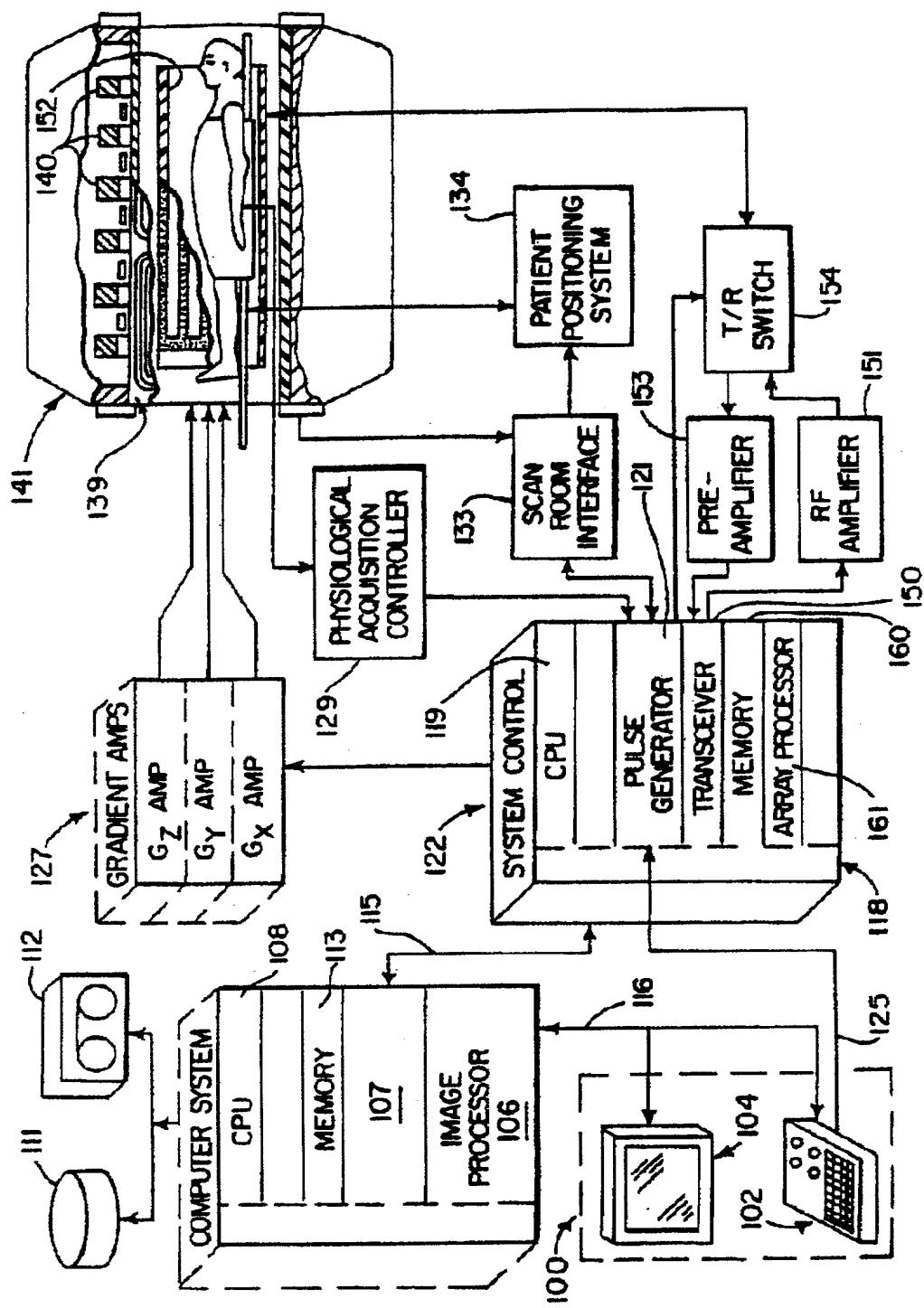


FIG. 2

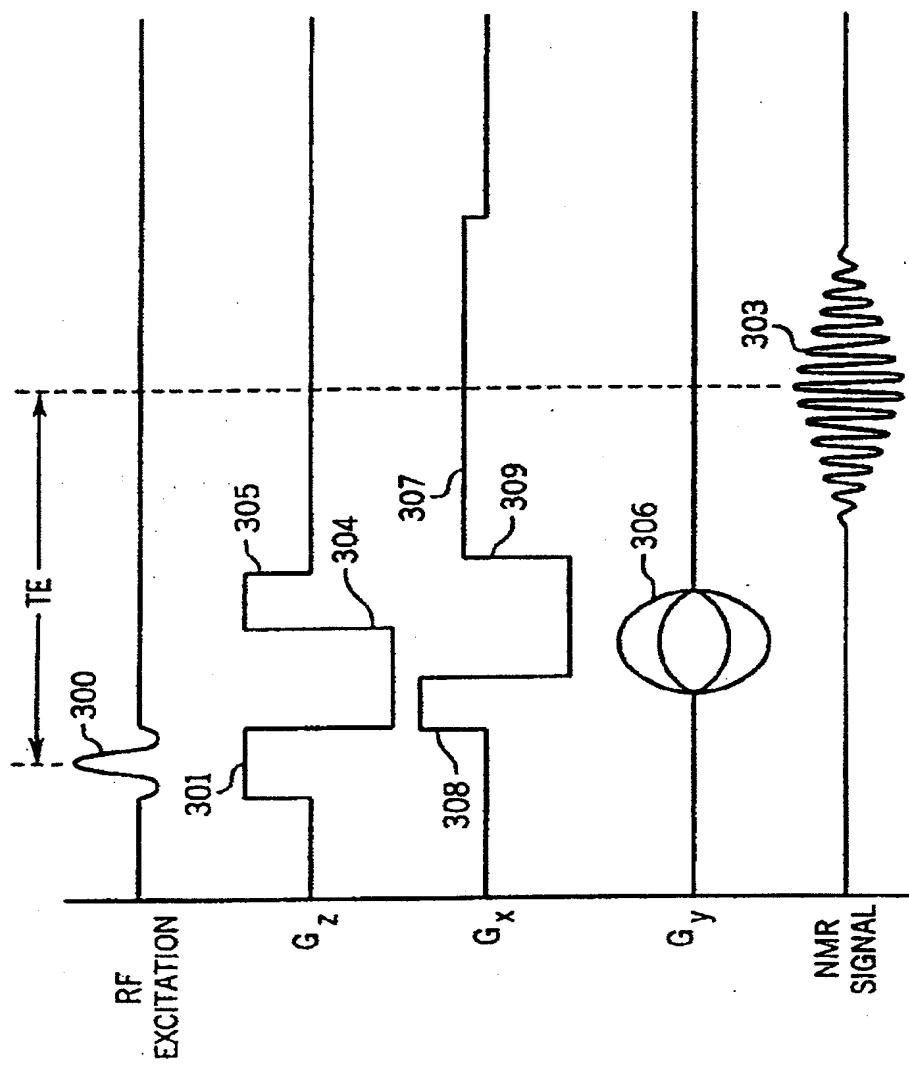


FIG. 3

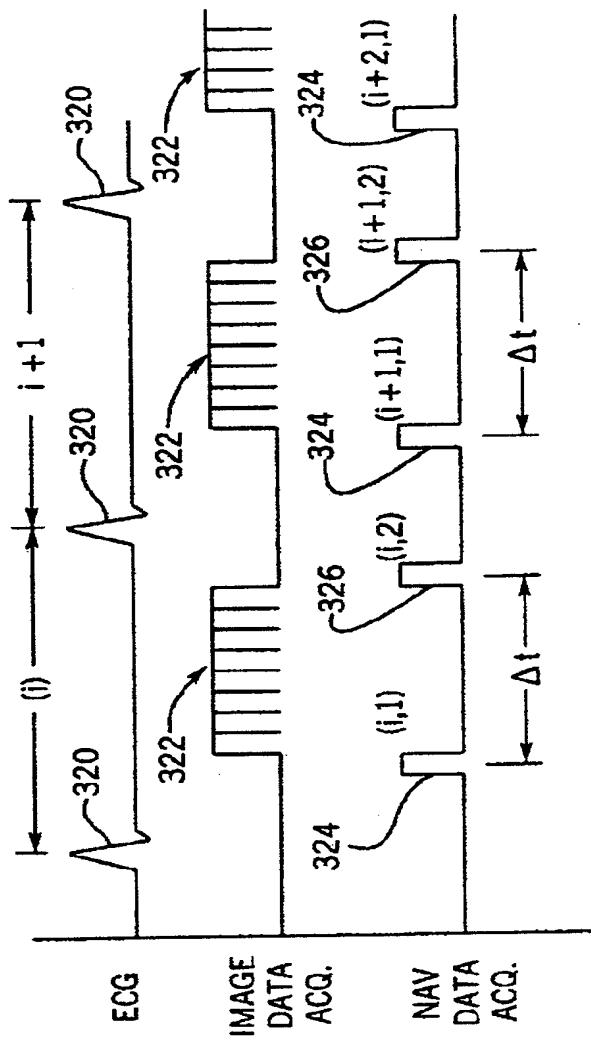
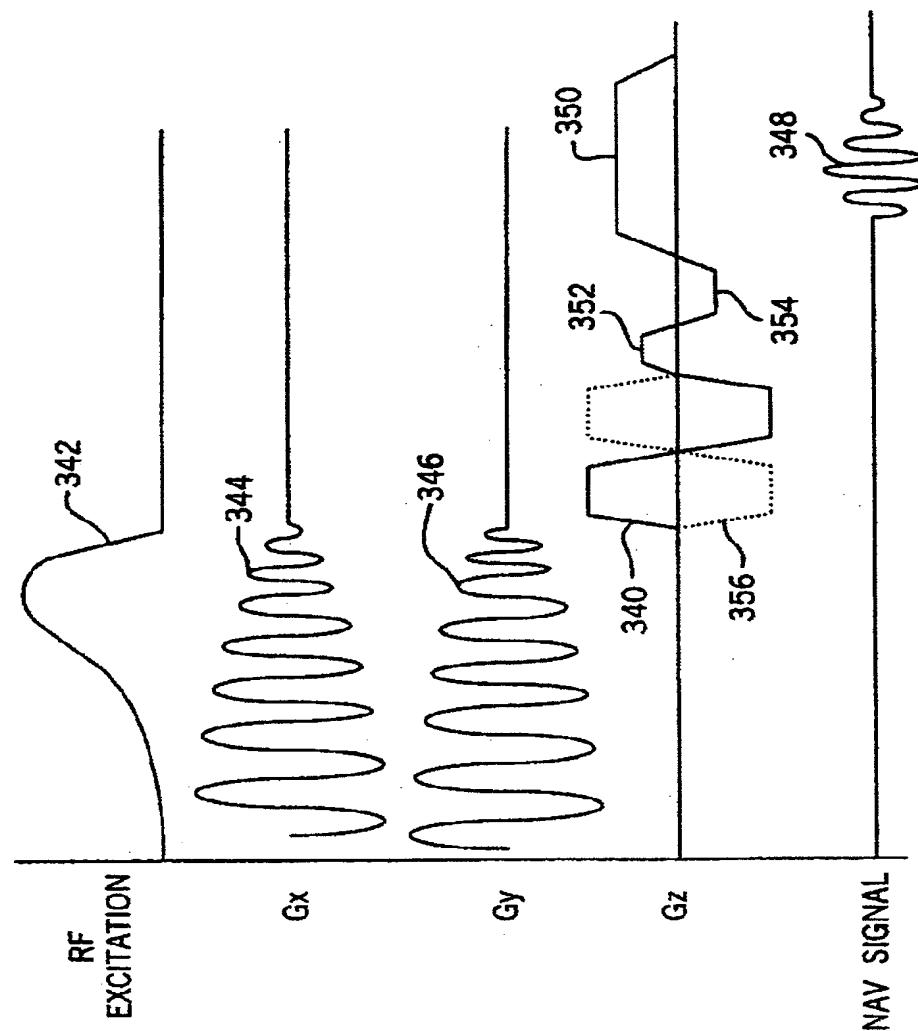
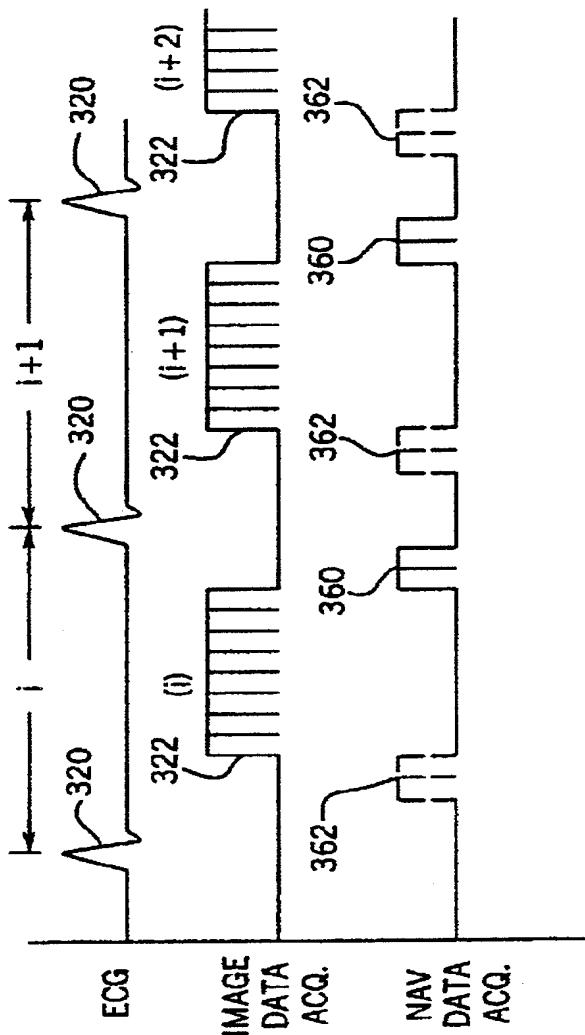


FIG. 4



**FIG. 5**

### 1. Abstract

Navigator signals are acquired during a cardiac gated MRI scan to measure the position and velocity components of respiratory motion. Acquired cardiac image views are discarded and/or corrected based on the measurement of the positional and velocity components of respiratory motion to reduce motion artifacts. In one embodiment the navigator pulse sequence includes velocity encoding gradient, and in a second embodiment, velocity is determined by measuring the change in diaphragm position between successive navigator pulse sequences.

### 2. Representative Drawing: Figure 1